

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号
特表2000-510023
(P2000-510023A)

(43) 公表日 平成12年8月8日(2000.8.8)

(5) Int.Cl' A 61 N 5/10 F I A 61 N 5/10 M テーパード(参考)

【特許請求の範囲】

1. 陽子源と、ガントリーに取り付けられて複数の角度から前記陽子ビームを患者に放射することができるノズルを有するビーム放射装置とを備え、患者の治療部位についてのマスター指示画像を受ける陽子ビーム治療装置の画像形成装置

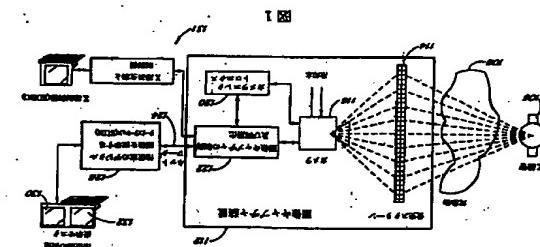
特許請求 有 予備特許請求 有 (全45頁)
(21) 出願番号 特願平10-520597
(22) 出願日 平成9年10月27日(1997.10.27)
(36) 離脱文提出日 平成11年4月28日(1999.4.28)
(38) 国際出願番号 PCT/US97/19236
(37) 国際公開番号 WO98/18523
(37) 国際公開日 平成10年5月7日(1998.5.7)
(31) 優先権主張番号 08/739,512
(32) 優先日 平成8年10月28日(1996.10.28)
(33) 優先権主張国 米国(US)
(71) 出願人 ローマ リンダ ユニヴァーシティ メディカルセンター アメリカ合衆国 92354 カリフォルニア 州 ローマ リンダ アンダーソン スト リート 1124
(72) 発明者 ブレア マーク エス.
アメリカ合衆国 53719 ウィスコンシン 州 マジン ノーフォーク ドライブ 5742
(74) 代理人 井理士 三枝 美二 (外8名)

最終頁に続く

(5) 【発明の名稱】 陽子ビームデジタル画像形成システム

(57) 【要約】

陽子ビームデジタル画像形成装置は、X線源を備えるものであり、X線源は患者の部位を通過してX線ビームを作り出すことのできる治療ビーム線の中に移動させることができる。X線受像器は、患者を通過したX線を受け、X線画像に相当する光子を発生させる。光子はTCDDカメラに向かられて、患者の骨骼構造において選択されたモニメントに対するビーム中心における患者の所定位置画像を形成する。また、その装置は、患者の骨骼構造において選択された同じモニメントに対するデータゲットアイソセンタを表示するマスター指示画像を受ける。選択されたモニメントに対する、患者の所定位置画像におけるビーム中心と、マスター指示画像におけるアイソセンタとの相対位置比較により、ビーム中心をデータゲットアイソセンタに一致させるため、患者を動かせる量及び方向が決定される。



前記ビーム放射装置に装着され、前記患者の第1サイドに向けられた治療用ビーム進路に沿って画像形成ビームを放射することができる第1のポジションと、前記ビーム進路から移動させられて、これによつて、前記陽子ビームを前記治療用ビームに沿つて移動可能にする第2のポジションとの間で移動可能な画像形成ビーム源と、

前記ガントリーに取り付けられ、ガントリーの複数の角度位置全体にわたつて前記ビーム進路の中心に位置し、前記ビーム進路に配置された患者の部位を通じた後の前記画像形成ビームを受ける画像形成ビーム受像器と、前記受像器に近接し、前記ビーム進路に位置する患者の体の部位についての患者所定位置画像を形成する画像キャプチャ装置と

前記マスター指示画像及び前記患者所定位置画像の双方を受けるコントローラとを備え、

該コントローラは、1又は2以上の堅固な構造体を、前記マスター指示画像において選定し得るように構成され、それによつて、前記1又は2以上の堅固な構造体に対する、患者の体において治被されるアイソセンタの相対位置が位置決めされ、また、前記1又は2以上の堅固な構造体を、前記患者所定位置画像において選定し得るように構成され、それによつて、前記1又は2以上の堅固な構造体に対する前記ビーム線中心の相対位置を測定することができ、前記1又は2以上の堅固な構造体に対する前記マスター指示画像と、前記患者所定位置画像におけるビーム線中心の相対位置を使用して、1又は2以上の堅固な構造体に対するデータゲットアイソセンタの位置に一前記1又は2以上の堅固な構造体に対するデータゲットアイソセンタの位置に一致するように、患者とガントリーとの間ににおいて必要な相対的移動を決定するも

のである前記画像形成装置。

2. 前記画像形成ビーム顎は、陽子ビーム進路の方向に対して横断方向に移動可能なようになされたX線顎を備えてなる請求項1に記載の装置。

3. 前記画像形成ビーム受像器は、前記ビーム進路に配置され、衝突するX線に応じて光子を生成する蛍光スクリーン。

4. 前記画像キャプチャ装置は、前記蛍光スクリーンによって生成された前記光子を受けて、前記患者所定位画像を形成するCCDカメラを備えてなる請求項3に記載の装置。

5. 前記CCDカメラは、前記患者所定位画像から過度のノイズを除去するために水冷される請求項4に記載の装置。

6. 前記受像器及び前記CCDカメラは、エンクロージャ内に配置され、前記受像器は、前記ビーム進路の中心に位置する前記エンクロージャの開口部に配置され、前記受像器によって生成される前記光子を前記CCDカメラに向ける進路を画像とする請求項5に記載の装置。

7. 前記エンクロージャは、2つのミラーを備え、前記蛍光スクリーンから発出された前記光子は、前記ミラーの一方に向けられた第1方向に移動し、第2ミラーに向けられた第2方向に反射し、前記第1方向と跨平行に前記CCDカメラに向けられた第3方向に反射する請求項6に記載の装置。

8. 前記エンクロージャは、前記進路の方向に対して横断する部分を含む方向に移動する柱状の光子の少なくとも一部が、前記CCDカメラに到達するのを阻止する1又は2以上のバッフルを備える請求項7に記載の装置。

9. 前記X線顎は、30kVから150kVのエネルギー範囲で作動する診断用X線管を備え、前記蛍光スクリーンは、磁化ガドリニウムの四角い形状からなり、前記CCDカメラは、612×512画素の桿型CCDセンサを備え、前記CCDカメラは、焦点距離50mmF.95のレンズを備える請求項8に記載の装置。

10. 前記CCDカメラは、前記進路における前記蛍光スクリーンから直接前記光子を受け、それにより、前記患者所定位画像は、強められてほとんど乱されないようにされた請求項9に記載の装置。

11. 前記ビーム進路の中心に位置するように前記受像器に取り付けられた1組のクロス線を更に備え、該クロス線は、前記X線顎からの前記X線を遮り、それによつて、クロス線の領域において、光子がより少なく生成され、この結果、前記クロス線の画像が前記患者所定位画像に現れる請求項4に記載の装置。

12. 前記コントローラからの信号を受けて、前記マスター指示画像を表示する第1モニタと、

前記コントローラからの信号を受けて、前記患者所定位画像を表示し、該患者所定位画像上における前記1又は2以上の堅固な構造体を選定するために、前記コントローラを操作することができる第2モニタとを更に備えてなる請求項1に記載の装置。

13. 前記コントローラは、前記1又は2以上の堅固な構造体に対するビーム線の中心とアイソセントとの間のオフセットを決定するために最小二乗近似を行い、前記1又は2以上の堅固な構造体は、前記患者の骨骼上にモニメントを備えてなる請求項1に記載の装置。

14. 陽子源と、ガントリーに取り付けられて複数の角度から前記陽子ビームを患者に放射することができるノズルを有するビーム放射装置とを備えた陽子ビーム治療装置に用いられ、患者の治療部位についてのマスター指示画像を受ける面像形成装置であつて、

前記ビーム放射装置に装着され、前記患者の第1サイドに向かれた治療用ビーム進路に沿つてX線ビームを放射することができる第1のポジションと、前記ビーム進路から移動させられて、これによつて、前記陽子ビームを前記治療路に沿つて移動可能にする第2のポジションとの間で移動可能なX線源と、前記ガントリーに取り付けられ、ガントリーの複数の角度位置全體にわたつて前記ビーム進路の中心に位置し

、前記ビーム進路に配置された患者の部位を通過した後の前記X線ビームを受け
、ビーム軸における患者の体の部位に応じた光子画像を形成するX線ビーム受
像器と、
前記X線ビーム受像器から前記光子画像を直接受け、前記ビーム進路に位置
する患者の体の部位についての患者所定位置画像を形成し、それによつて、前記
患者所定位置画像が強められてほとんど乱されないようにされる画像チャプチャ
装置と、

前記マスター指示画像及び前記患者所定位置画像の双方を受けるコントローラ
とを備え、
該コントローラは、1又は2以上のモニュメントを、前記マスター指示画像に
おいて選定し得るように構成され、それによつて、前記1又は2以上のモニュメ
ントに対する、患者の体において治療されるアイソセンタの相対位置が明らかに
され、また、前記1又は2以上のモニュメントを、前記患者所定位置画像におい
て選定し得るように構成され、それによつて、前記1又は2以上のモニュメント
に対する前記ビーム線中心の相対位置を測定することができ、前記1又は2以上
のモニュメントに対する前記ターゲットアイソセンタ及び前記ビーム線中心の相
対位置を使用して、1又は2以上のモニュメントに

対するビーム線の中心位置が、前記1又は2以上のモニュメントに対するターゲ
ットアイソセンタの位置に一致するよう、必要な患者の移動を決定するもので
ある前記画像形成装置。
1.5. 前記ビーム進路の中心に位置するように前記受像器に取り付けられた1
組のクロス線を更に縮小、該クロス線は、前記源からの前記X線を遮り、それに
よつて、前記クロス線の近傍に前記X線受像器によりわざかな光子が生成され、
この結果、前記クロス線の画像が前記患者所定位置画像に現れる請求項1.4に記
載の装置。

1.6. 前記コントローラは、前記1又は2以上のモニュメントに対するターゲ
ットアイソセンタの装置位置及び前記ビーム線中心の相対位置を用いて、ターゲ
ットアイソセンタがビーム線の中心に位置するように、患者の移動の方向及び大

きさを決定するために、最小二乗近似を行う請求項1.4に記載の装置。

1.7. 前記コントローラからの信号を受けて、前記マスター指示画像を表示す
る第1モニタと、

前記コントローラからの信号を受けて、前記患者所定位置画像を表示し、該患
者所定位置画像上における前記1又は2以上のモニュメントを選定するために、
前記コントローラを操作することができる第2モニタとを更に
装置と、

備えてなる請求項1.4に記載の装置。

1.8. 前記X線受像器は、前記ビーム進路に配置され、衝突するX線に応じて
光子を生成する蛍光スクリーンを備えてなる請求項1.4に記載の装置。

1.9. 前記画像チャプチャ装置は、前記蛍光スクリーンによって生成された前
記光子を受けて、前記患者所定位置画像を形成するCCDカメラを備えてなる請
求項1.8に記載の装置。

2.0. 前記CCDカメラは、前記患者所定位置画像から過度のノイズを除去す
るために水冷される請求項1.9に記載の装置。

2.1. 前記受像器及び前記CCDカメラは、エンクロージャ内に配置され、前
記受像器は、前記エングローブの中心に位置する前記エンクロージャの開口部に配
置され、前記受像器によって生成される前記光子を前記
CCDカメラに向ける進路を画定する請求項2.0に記載の装置。

2.2. 前記エングローブは、2つのミラーを備え、前記螢光スクリーンから
発出された前記光子は、前記ミラーの一方向に向けられた第1方向に移動し、第2
ミラーに向けられた第2方向に反射し、前記第1方向と略平行に前記CCDカメラ
に向けられた第3方向に反射する請
求項2.1に記載の装置。

2.3. 前記エングローブは、前記進路の方向に対して横断する部分を含む方
向に移動する光子が前記CCDカメラに到達するのを阻止する1又は2以上のバ
ッフルを備える請求項2.2に記載の装置。

2.4. 前記X線源は、30kVから150kVのエネルギー範囲で作動する診断用X線

管を備え、前記螢光スクリーンは、磁化ガドリニウムの四角い形状からなり、前記CCDカメラは、512×515画素の薄型CCDセンサを備え、前記CCDカメラは、焦点距離50mmF.35のレンズを備える請求項2.3に記載の装置。

2.5. 患者の体内に位置するターゲットアイソセンタの中心にビーム線の中心を配置するために、陽子ビーム治療装置において患者を位置合わせする方法であつて、

コンピュータ表面に搭載されている、ビームの所望方向についての患者のマスター指示画像を取得するステップと、

患者を治療台上に配置して、ターゲットアイソセンタを含む患者の体の部位をノズル前方に位置させるステップと、

ノズル前方に位置する患者の体の部位に画像形成ビームが送られるように、治療用ビーム連路に沿つて画像形

成ビームを送出するステップと、

患者の体の部位に送られた後の画像形成ビームを受けて、前記ビーム連路に配置された患者の体の部位についての、前記コンピュータ装置に供給される、患者所定位置画像をキャプチャするステップと、

前記マスター指示画像において、前記コンピュータ装置を使用して、前記1又は2以上のモニュメントを選定するステップと、

前記患者所定位置画像において、前記コンピュータ装置を使用して、前記1又は2以上のモニュメントを選定し、前記マスター指示画像及び前記患者所定位置画像の双方において選定された前記1又は2以上のモニュメントが、前記患者の解剖図において同じ位置に選定するステップと、

患者所定位置画像において選定された1又は2以上のモニュメントに対する前記治療用ビーム中心の相対位置を測定するステップと、

マスター指示画像における1又は2以上のモニュメントに対するターゲットアイソセンタと、患者所定位置画像における1又は2以上のモニュメントに対するビーム中心との間のオフセットを、前記コンピュータ装置を使用して測定するステップと、

1又は2以上のモニュメントに対するビーム中心の位置が、1又は2以上のモニュメントに対するターゲットアイソセンタの位置に一致するよう、患者を移動させなければならない距離及び方向を決定するステップとを備えてなる前記方法。

2.6. 治療用ビーム連路に沿つて画像形成ビームを送出する前記ステップは、治療用ビーム連路にX線源を配置するステップと、

X線源から治療用ビーム連路に沿つてX線を放射するステップとを備える請求項5に記載の方法。

2.7. 画像形成ビームを受ける前記ステップは、治療用ビーム連路に沿つて前記患者を通じた後のX線を受けるものである請求項2.6に記載の方法。

2.8. 画像形成ビームを受けて患者所定位置画像をキャプチャする前記ステップは、

前記螢光スクリーンに衝突する前記X線ビームのX線に応じて光子が生成されるよう、前記ビーム連路に螢光スクリーンを配置するステップと、

綿密な連路に沿つて前記光子をCCDカメラに向けるステップとを備える請求項2.7に記載の方法。

2.9. 治療用ビーム連路の中心に対して中央に位置するよう、1組のクロス線を配置し、形成された該クロス

線の画像が、前記患者所定位置画像における治療用ビーム連路の中心を代表する位置に現れるステップを更に備える請求項2.8に記載の方法。

3.0. 1又は2以上のモニュメントを選定する前記ステップは、

前記マスター指示画像のデジタル画像をディスプレイに表示するステップと、

前記ディスプレイに表示された前記患者の骨格上のモニュメントについてのユーザ入力装置を操作するステップと、

前記ユーザ入力装置を操作して、前記モニュメントを選択するステップと、

前記患者所定位置画像のデジタル画像をディスプレイ上に表示するステップと、

前記ディスプレイに表示された前記患者の骨格上のモニュメントについて

のユーザ入力装置を操作するステップと、前記ユーザ入力装置を操作して、前記モニュメントを選択するステップとを備える請求項25に記載の方法。

3.1. マスター指示画像において選択されたモニュメントと、前記マスター指示画像におけるターゲットアイソセンタとの間の相対的な位図関係を計算するステップ

前記患者所定位置画像において選択されたモニュメントと前記ビーム線中心との間の想定的な位図関係を計算するステップとを更に備える請求項30に記載の方法。

3.2. 患者を移動させなければならない距離及び方向を決定する前記ステップは、マスター指示画像の前記1又は2以上のモニュメントに対するターゲットアイソセンタの相対位置と、前記1又は2以上のモニュメントに対するビーム進路中心の相対位置との間に、最小二乗法を適用して行うものである請求項25に記載の方法。

3.3. 治療用ビーム源と、複数の異なる角度から治療用ビームを供給するように構成されたノズルを有するビーム放射装置とを備えた治療用ビームによる治療装置に用いられる治療用画像形成装置であつて、前記ビーム放射装置は、前記患者の第1サイドに向けられた治療用ビーム進路に沿ってX線ビームを放射することができる第1のポジションと、前記ビーム進路から移動させられて、これによつて、前記治療用ビームを前記治療用ビーム線に沿つて移動可能にする第2のポジションとの間で移動可能なX線ビーム源と、

前記ビーム進路に対して中心に位置するように配置され、前記ビーム進路に配置された患者の部位を通過した

後の前記X線ビームを受け、その結果、光子画像を形成する螢光スクリーンと、前記螢光スクリーンから前記光子画像を直接受けて、患者の体の部位について

の患者所定位置画像を形成し、前記ビーム進路に配置されて、それにより、前記患者所定位置画像が強められてほとんど消されないようにされるデジタルカメラとを備える前記治療用画像形成装置。

3.4. 導子源と、ガントリーに取り付けられて複数の角度から前記導子ビームを患者に放射することができるノズルを有するビーム放射装置とを備えた、耐子ビーム治療装置に用いられるように構成され、前記ガントリーの複数位置にわたりて前記患者所定位置画像を形成することができる請求項3.3に記載の装置。

3.5. 患者の治療部位についてのマスター指示画像、及び前記患者所定位置画像の双方を受け、1又は2以上のモニュメントが、前記マスター指示画像において選定可能となるよう構成され、それによつて、前記1又は2以上のモニュメントに対する、患者の体において治療されるアイソセンタの相対位置を明らかにするコントローラを更に備える請求項3.4に記載の装置。

3.6. 前記コントローラは、更に、前記1又は2以上のモニュメントが、前記患者所定位置画像において選定

可能となるよう構成され、それによつて、前記1又は2以上のモニュメントに対する前記ビーム線中心の相対位置を測定することができ、前記1又は2以上のモニュメントに対する前記ターゲットアイソセンタ及び前記ビーム線中心の相対位置を使用して、1又は2以上のモニュメントに対するビーム線の中心位置が、前記1又は2以上のモニュメントに対するターゲットアイソセンタの位置に一致するよう、患者とノズルとの間において必要な相対的移動を決定するものである請求項3.5に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

陽子ビームデジタル画像形成システム

発明の背景

発明の要する分野

本発明は、粒子ビームによる治療システムに因し、特に、粒子ビーム放射装置に対する患者の位置を測定し、それによって患者の位置を所望の位置に合わせることを可能にするために、患者の体における層的領域の画像を形成するデジタル画像形成システムに関するものである。

四連技術の説明

粒子放射線による治療方法は、一般に、癌や他の病気の局部的な治療に用いられる。典型的な例では、例えば電子、陽子、中性子のような原子の粒子や、X線のような電子より小さい粒子が、多くの場合ターゲットアイソセンタと呼ばれる患者の特定の領域に向けてノズルから放射される。そして、粒子は患者の標的領域にある

細胞に衝突し、これらの細胞を破壊する。

放射線治療について特に有用な形態の1つとして、患者の体内に位置するターゲットアイソセンタに陽子ビームが向けられる陽子ビーム治療方法が存在する。陽子治療法は、陽子が停止するに至った時に陽子エネルギーの大部分が放出されるというプラックピククとして知られる現象を陽子が示すという有利な点を備える。したがって、陽子ビームの起動エネルギーを選択することによって、このビームにおける陽子をターゲットアイソセンタで停止させることができ、これによって、エネルギーの大部分がターゲットアイソセンタ内の細胞に伝達される。

陽子治療法は、現在、カリфорニアのローマリンドダユニバーシティメディカルセンターにおいて使用されており、ローマリンドダユニバーシティメディカルセンターにおいて使用されている装置は、米国特許第4,870,287号において詳説されている。

陽子治療法は、特定の場合において、他のタイプの治療法を越えた臨床上の意義深い有利な点を備えている一方、陽子ビームがターゲットアイソセンタのみにおいてより詳細に説明されている。

そこで、米国特許第4,905,267号に記載されている支持体(support)のような支撑体に患者が配置され、この支持体が陽子治療設備におけるガントリー内の治療

放射されるように、陽子ビームのノズルに対して患者が正しい位置に配置されることが要求される。さもなくば、陽子ビームは患者の体における正常な細胞を傷つけること

になる。このことは、例えば、患者の脳にターゲットアイソセンタが位置する場合の治療において、特に重要である。患者をノズルに対して正しい位置に配置することは陽子治療法において非常に重要である一方、放射線治療の他の多くのタイプにおいても同様の理由から非常に重要であることは言うまでもない。

一般に、陽子治療を受ける患者は、ターゲットアイソセンタに陽子ビームが放射される定期的な治療を、長期間にわたり繰り返し受ける。例えば、患者は、陽子放射治療の一日常たりの線量を、一ヶ月という長期にわたって受ける場合がある。更に、米国特許第4,917,344号及び米国特許第4,039,057号に記載されているガントリー装置のようなガントリー装置を介して陽子ビームが放射されるとき、ターゲットアイソセンタには、たいてい種々の異なる角度から陽子ビームが放射される。

陽子治療用ビームのノズルに対する患者の正確な位置を确实に行うため、患者の体における1又は2以上のモニュメントに対するターゲットアイソセンタの位置が、最初に決定される。モニュメントは、通常、患者の骨格上の部分からなり、ターゲットアイソセンタの位置は、これらのモニュメントに対して決定される。

ターゲットアイソセンタの位置を決定する1つの手法として、デジタル再構成ラジオグラフ(DRR,digitally reconstructed radiograph)を使用するものがある。特に、患者のCTスキャンは良く知られた手法を用いて行われる。これらはDRRに組み込まれ、例えば圓錐のようななんだ組織を含むターゲットアイソセンタの位置がDRR上にマークリングされる。DRRのファイルは、種々の異なる方向から見たターゲットアイソセンタの画像を表示するために、編集することができます。

そして、米国特許第4,905,267号に記載されている支持体(support)のような支撑体に患者が配置され、この支持体が陽子治療設備におけるガントリー内の治療

台に配置されると、陽子ビームの進路にX線源が配置されるとともに、陽子ビームの進路に沿って患者と反対側にX線受像器が配置される。したがって、X線源及びX線受像器によって、患者の体における陽子ビーム放射装置のノズルを出した陽子ビームの進路に位置する部分は、患者の体において予め選択されたモニュメント写真画像におけるビームの中心は、患者の体において予め選択されたモニュメントに対して決定することができる。

DRRにおいて予め選択されたモニュメントからのターゲットアイソセンタのオフセットと、X線写真画像において予め選択された同じモニュメントからのX線ビー

ムの中心のオフセットとを比較することにより、ノズルをターゲットアイソセンタの中心に位置させるために患者をノズルに対して移動させなければならない方向が示される。一般に、このプロセスは、陽子放射装置のノズルに対して患者が正しく配置されるまで繰り返して行われる。更に、このプロセスは、一般に、ノズルがガントリーの周囲を回転した時の患者に対するノズルの各定位毎に、繰り返されなければならない。

それぞれの写真画像は現像しなければならないので、患者の体における部分のX線画像を得ることがまさに時間の浪費であることは認識すべきである。更に、一旦画像が現像されると、医師はX線画像を観定して、患者をどのように移動させるかを決定するためにこれらの寸法をDRRの画像と比較しなければならない。このため、医師が患者を正しく位置調整するのを待ちながら、患者は支持体において長時間じっとしていなければならない。したがって、患者の位置調整に必要な処置を行うのに要求される時間が増加する結果、治療設備は少數の患者しか収容することができない。このため、ノズルに対する患者の位置を決定し、患者を正しく位置調整するのに必要な患者の移動を行うために要求される時間を最小化するため、ノズルに対する患者の位置画像を効率良く得る装置が必要とされる。

放射線治療に関する出願においては、フィルム現像時間と短縮するX線のデジ

タル画像が示されている。例えば、米国特許第5,039,867号においては、患者の体についてのX線テレビ画像が得られる装置が開示されている。しかし、この出願のものは、イオン化粒子ビームや電粒子ビームと共に使用されることが意図されており、X線のテレビ画像を強めるイメージインテンシファイアを使用する。イメージインテンシファイアの使用は、像のゆがみ、及び、それによって患者の位置の計算結果に許容できない誤差を生じるので、このタイプの装置は、陽子治療法に適用することが容易でない。陽子ビームは、組織にとってより有害であるという重大な影響を及ぼすため、ノズル前方の患者を非常に正確に位置決めすることが重要であるが、結果的には、イメージインテンシファイアによつてもたらされる誤差が、陽子治療法における使用について非常に多くの間違いを生じさせることとなる。

したがって、陽子放射装置のノズル前方における患者の体の部位についての非写真画像を得ることができるものである。この装置は、ノズル前方における患者の体の部位を、間違った測定結果を生じさせることなくできるものである。

正確に測定できるものであるべきである。更に、この装置は、患者の周囲におけるノズルの角度位置に拘わらず、ノズルに対する患者の体の測定を行うことができる。発明の概要
前記の要求は、本発明の陽子治療装置によって達成される。この装置は、ガントリーと、このガントリーに配備されて陽子ビームを発生させるノズルと、このノズルに陽子ビームを供給するヒーム遮路と、このヒーム遮路に配置可能な可動式X線源と、このX線源によって生じるX線を、患者の体を通過した後に受けれるよう配置されるX線受像器とを備えてなる。X線源及びX線受像器の双方は、患者に対するノズルの位置に拘わらず、陽子ビームの進路内における患者の部位の画像を形成することができるように、ガントリーに取り付けられることができまし。い。更に、X線受像器は、ノズル前方における患者の部位のデジタル画像を形成することができる。

本発明の一つの形態として、この装置は、ターゲットアイソセンタについての

1又は2以上のマスター指示画像、及び患者の体内における数個のランドマーク又はモニメントを保存するコンピュータ装置をも備える。好ましい形態においては、マスター指示画像は、DRR(Digitally Reconstructed Radiograph)を使用することによって形成され、指示を出す醫師は、患者の体における1又は2以上の予め選択されたモニメントに対するターゲットアイソセンタの位置を、測定することができる。画像受像器によって形成されたデジタルX線画像は、患者の骨格に重ね合わせたビームの中心位置を示すことが好ましい。マスター指示画面において選択されているランドマーク又はモニメントは、X線画像においても感知することができますが、骨格上のランドマークであることが好ましい。この装置は、治療を行う醫師が、X線画像におけるモニメントを見分けて、このモニメントに対するゼーム中心の空間的な関係を測定する。モニメントに対するビーム中心の空間的な関係は、マスター指示画像における、ターゲットアイソセンタ及び全く同じモニメント間の空間的な関係と比較される。この比較により、患者の体におけるターゲットアイソセンタからビームの中心がどれくらいオフセットしているかを示すオフセット値が得られる。これらの値は、ターゲットアイソセンタをビーム中心に正しく位置合わせするために患者を移動させるのに、用いることができる。

メラを備えている。この冷却器は、熱エネルギーを除去し、これによってカメラにより生じるノイズの量を減少させ、30kVから150kVのエネルギー範囲で作動する診断用X線管によって生じるX線からのビーム進路における、患者の体の部位についてのX線画像を得ることができる。

したがって、本発明の装置は、ノズル前方にある患者の体の部位についての正確なデジタル画像を得るとともに、患者の体におけるターゲットアイソセンタからビー

ム中心がどれだけオフセットしているかを算定することができ、これによって、ビームノズルに対して患者を再び位置合わせ可能にする測定結果を得る。これらの及び他の目的、並びに本発明の利点は、添付図面と共に以下の記述によって、より十分に明らかになる。

図面の簡単な説明

図1は、好ましい形態に係るデジタル画像形成装置のブロック図である。

図2は、図1の装置が取り付けられ、帽子ヒームを患者に放射するためのガントリーの等角正面図である。

図3は、可動式X線アッセンブリをビーム放射線に沿って上流側に見た正面図である。

図4は、図2のガントリーの一部に取り付けられた図1のデジタル画像形成装置における画像キャプチャ装置の詳細図である。

図5Aから図5Eまでは、図4の画像キャプチャ装置の更なる詳細図である。

図6は、図1のデジタル画像形成装置の機能を示すフローチャートである。

図7Aは、ターゲットアイソセンタ及び予め選択され

マスター指示画像は、患者に対してビームが向けられるガントリーの各角度毎に用意されることが好ましい。X線源及びX線受像器は、ガントリーに取り付けられるので、ガントリーが新しい位置に移動して、オフセットが正確に計算されるたびに、所定位置画像を得ることができます。

本発明の他の形態においては、X線受像器は、X線がスクリーンに衝突するのに応じて蛍光を発する蛍光スクリーンを備えたものとすることができる、蛍光スクリーンによって発生した光子は、繊密な連絡に沿って、冷却されたデジタルキャプチャ装置に向けられる。1つの形態においては、デジタルキャプチャ装置は、512×512画素の薄型CCDセンサを有し、電気冷却器が取り付けられたCCDカ

好適な実施形態の詳細な説明

全体を通じて同じ番号は同じ部分を示す図面が参照される。図1は、好適な実

施形盤のデジタル画像形成装置(digital imaging system)100を示すブロック図である。デジタル画像装置100は、図2に示す陽子ビーム放射装置102に付設される。陽子ビーム放射装置102は、ガントリーを備え、本明細書において援用する米国特許第4,917,344号に記載の陽子ビーム放射装置に対応する。また、ガントリーの構造は、本明細書において共に援用する米国特許第4,917,344号および第5,039,039号に記載された通りである。

図1に示すように、デジタル画像形成装置100は、ビーム放射装置102のスナウト(snowball)もしくはノズル110(図2)の前面に位置する患者108の部位を通じて、陽子ビームの通路に沿ってX線画像を放射するよう、ビーム通路内に位置させることができることができるX線蛍光スクリーンによって生成される。画像キャプチャ装置112は、陽子ビームの通路に沿って、患者108とは反対側に位置される。画像キャプチャ装置112は、衝突するX線に応じて蛍光を発するよう構成される蛍光スクリーン114を備えている。

蛍光スクリーンによって生成された光子は、緻密な進路(後に図5A～図5D)を参照してさらに詳細に説明する)に沿って、デジタル画像を光子から生成するカメラ116に向かれる。カメラ116は、後にさらに詳細に説明する手法で約-30℃に冷却され、これにより余熱が取り除かれ、従って、カメラが生成する画像におけるノイズが除去される。カメラ116は、制御エレクトロニクス120、並びに、制御及び同期化ロジック122により制御され、それによつて、カメラ116のシャッタは、X線を送出するX線管106に応じて開き、ネット124を介して治療室のデジタル画像を表示するワークステーション126に提供することができる画像をキャプチャする。

治療室のデジタル画像を表示するワークステーション126は、カメラ116がキャプチャしたデジタル画像をモニタ130上に表示する。また、治療室のデジタル画像を表示するワークステーション126は、患者108のマスター指示画像(master prescription images)を受け取る。この画像は、同時に治療室のモニタ132上に表示される。

後に図6および図7を参照してさらに詳細に説明するように、本実施形態の画像形成装置100により、ビームの進路に沿って所定のガントリー位置に対して配置される患者の体の部位についてのデジタル画像が得られ、この画像はモニタ130上に表示される。装置100はまた、患者の身体のマスター指示画像を受けて、ターゲットアイソセンタが、患者の体内における様々なモニメント又はランドマークに対して明らかにされる。このマスター指示画像は、ターゲットアイソセンタを含む患者の体の部位を、モニタ130に同時に表示しているX線画像と同様に、モニタ132に同じ展望から、すなわち、同じガントリー角度から、表示する。治療医は、モニタ132上のマスター指示画像におけるモニュメント又はランドマークに対応する、モニタ130上のX線画像におけるモニュメント又はランドマークを識別する。また、治療室のデジタル画像を表示するワークステーション126は、モニタ130上のX線画像におけるビーム中心と、モニタ132上に表示されるターゲットアイソセンタとの間の空間的関係を決定する。この空間的

関係は、適切に患者を移動させるために用いることができ、これにより、患者は、ビーム進路がターゲットアイソセンタを横切るように、ノズル前方に配置される。

図2は、画像形成装置100が付設されたビーム放射装置102の好適な実施形態をより詳細に示している。具体的には、ビーム放射装置102は、中心点140の周囲を回転する上述したガントリーを備える。ビーム放射装置102は、扇束ビームが放射されるスナウト110を備える。射源には、スナウトは、中心点140周りで回転するよう、ガントリーのリング(不図示)に取り付けられる。X線源106は中心点140周りで回転可能のように、ビーム放射装置102に取り付けられる。同様に、画像キャプチャ装置112もまた、ビーム放射装置の全ての角度方向で、ビーム通路146に対して中心に位置するように、リンクのX線源106(図3)と対向する位置に取り付けられる。図2に示すように、ガントリー104は、スナウトが、X軸151に対応するビーム通路146に沿ってビームを放射するよう、位置決めされる。しかし、ビーム通路146が

異なる方向に延びても中心点140を横切るように、スナウト110を移動できることがわかる。ビーム放射装置102はまた、Z軸152およびX線源106に沿って移動可能である。能な治療台150を備える。

患者108は、本明細書において使用される米国特許第4,905,267号において開示されている構成(pod)のような構149に配置され、その後構149及び患者108は、治療台150上に配置される。構149は、治療台150に対して、X軸151、図2の図面ページを越えて延びるY軸及びZ軸に沿って移動可能であり、かつ、回転させて位置合わせをすることが可能である。治療台上で構の移動は、例えば、治療台に取り付けられた架台内に構を配置し、この架台は、構を移動させるアクティベータ(activator)を有するというような、多くの公知の手法のうちのいずれかにより達成される。オフセットが決定された後に構を移動するための装置の候補の一つとしては、カリフォルニア州ローマリンド大学のローマリンドユニバーシティメディカルセンター(Loma Linda University Medical Center)において現在使用されている装置がある。

一般には、構149は、患者108が構149内に位置する場合に、患者108が構149に対して実質的に固定された方向を向くように構成される。従つて、患者108が構149内に位置しているいすれの時であっても、構149に対する患者の方向は、実質的に同じまま

である。このことから、患者内のターゲットアイソセンタがスナウト110から放射されるビームの中心内に位置するようにして、構と患者者がスナウト110前方に位置するように、構149が台150の上に配置されることが要求される

図3は、デジタル画像形成装置100のX線源106を示す正面図である。図に示されるように、X線源106は、ビーム通路146内に配置することができ、かつ、ビーム通路146から移動させることができるように、ビーム放射装置102に取り付けられている。このように、X線源106は、X線をビーム通路

146に沿って放射することができ、X線は、その後、台150上の構149に位置する患者108を通過して、画像キャプチャ装置112に向かう。X線源106は、2つのトランク135aおよび135bに沿って移動させることができ、移動可能スレッド(sled)134に取り付けられる。スクリューモータアセンブリ136は、治療室が、後に詳述する手法でX線画像形成シーケンスを開始するのに応じて、治療室の制御装置(不図示)によって駆動される。スクリューモータアセンブリ136は、スレッド134、およびそれ自身X線源106をビーム通路146内に配置するように構成され、これにより、X線源1

06がX線を生成する時に、X線がビーム通路146に沿って伝わられる。好適な実施形態において、X線源106は、30～150kVAのX線管(カリコオルニア州パロアルトに所在のヴァリアン社製のモデルAI92管を収容するモデルB150)50式(manufactured by Varian Inc. of Palo Alto, CA, Model B150 model housing a Model AI92 tube)から構成される。X線発生器および制御回路は、エレクトロムドインターナショナルモデルEDEC 30の汎用X線発生器(Electromed International Model No. EDEC 30 general purpose X-ray generator)から構成される。発生器およびコントローラー131は、スクリューモータアセンブリを轉じてスレッド134およびX線源106をビーム通路146内に移動させることが可能であり、X線源106を誘起してX線画像形成ビームを生成する。画像形成処理が完了すると、スレッド134およびX線源106は、ビーム通路146から移動され、治療用ビームがターゲットアイソセンタに移送されること可能にする。

図4は、ビーム放射装置102のガントリーに取り付けられた1又は2以上の遮蔽板144に取り付けられた状態での、画像キャプチャ装置112の斜視図である。具体的には、画像キャプチャ装置112は、矩形状の工

ンクロージャ160内に収容されている。エンクロージャ160は、取り付けバッフル162aおよび162bを通してガントリーの内部遮蔽板144に取り付けられている。図2に示すように、画像キャプチャ装置は、ガントリーの回転位

置に關係なく、ビーム進路146内に位置するように、ガントリーに取り付けられている。従って、X線源106がビーム進路内に位置し、X線を生成する場合、画像キャプチャ装置112は、X線がガントリー146に沿って伝えられるよう、かつ、X線が患者108を通り抜けた後に、X線を受け取る。

このように、X線源106および画像キャプチャ装置112は、ガントリー104の全ての位置において、ビーム放射装置102のノズル前方に位置する患者108の部位の画像を形成することができる。画像キャプチャ装置112は、画像キャプチャ装置112がガントリー104の全移動範囲に亘ってビーム進路146内に存在するに、ガントリーのリンク144に取り付けなければならないことが理解される。従つて、支持体162a及び162b、並びにエンクロージャ160は、画像キャプチャ装置112が、ガントリーの全移動範囲に亘つて、スナウト110に対して移動しないように、十分な剛性を有する材料から製造される。

図5A～図5Eは、画像キャプチャ装置112をさらに詳細に示す。具体的には、図5Aは、画像キャプチャ装置112のエンクロージャ160を示す。エンクロージャの外壁170は、その内部に位置する構成要素を示すために、部分的に取り去られている。好適な実施形態では、エンクロージャ160の内部が暗くなるように複数のハネル174がボルト止めされたフレーム172を有する。以下の説明から、画像キャプチャ装置112は、X線源106が生成したX線から、スナウト110の前方に、すなわち、ビーム進路146に沿つて、位置する患者108の体の部位についての、正確な、緻密なないデジタル画像を生成するに違いないことが理解される。従つて、エンクロージャ160は、以下に説明する方法において、X線が画像キャプチャ装置112に衝突する結果として発生する光以外には、エンクロージャの中に追加の光が導入されないように、構成されなければならない。

図5Bおよび図5Cは、画像キャプチャエンクロージャ160の前面および前面176をそれぞれ示す。正面176は、X線源106に直面する側の面であり、画像キャプチャ装置112が図2に示す手法でガントリー104に取り付けられ

れている場合には、ビーム進路146

に直交している。四角形の開口部すなわち入口182（図5C）は、エンクロージャ160の前面176の左側部分に形成されている。好適な実施形態では、入口182の前面に位置する、保護カバー184、X線撮影用格子状スロット186およびX線カセットスロット190が存在する。さらに、エンクロージャ160の入口182の直ぐ隣りに位置するように、X線カセットスロット190の直く背後に位置される、蛍光スクリーンアセンブリ192（図5A）が存在する。図5Cに示すように、入口182の中心にある点で交差するように、3本のクロス線200a～200cが保護カバーに形成されている。以下に説明するように、クロス線200a～200cは、患者108の体内のモニメントに対する、ビーム進路146を伝わるX線の中心位置に固して、治療医に目に見えるしるしを提供する。従つて、クロス線200a～200cの交差点は、ビーム進路146の正確な中心に位置することが好ましい。このことは、画像キャプチャ装置112のエンクロージャ160が、スナウト110に対して正確に位置することを必要とする。

好適な実施形態では、X線撮影用格子状スロット186およびX線セッタスロット190は、共に、X線撮影用格子191（図5A）を受け入れ可能である。従つて、患者の位置合わせもまた、從来の患者の位置のX線写真画像を得る技術を用いて実行することができる。従つて、好適な実施形態における患者の位置合わせシステムは、デジタル画像を用いた位置合わせと、写真画像を用いた位置合わせとの両方を可能にする。

患者のデジタル画像が要求される場合、X線カセット191（図5A）は、カセットのホルダから取り除かれ、これにより、X線源106から放射されたX線が蛍光スクリーンアセンブリ192に衝突する。この結果、螢光スクリーンアセンブリ192は、X線が螢光スクリーンアセンブリ192に衝突した場所において光子を発生する。これらの光子は、一度には、1又は2以上のパルス204

を介して、矢印202(図5A)で示す方向にエンクロージャ160の内部へ伝えられ、第2ミラー206に向かう。好適な実施形態では、螢光スクリーンセンブリ192は、コックラナックスの高速増感スクリーン：製品番号1476175(Kodak Lanax Fast Intensifier Screen, Product No. 1476175)から構成される。これは、螢光スクリーン192の表面に衝突するX線に応じて光子を生成する磁化ガドリニウム(gadolinium sulfur dioxide; Gd₂S₂O₇)の14'×14"の正方形から構成される。

光子は、第2ミラー206に衝突し、その後、矢印210で示す方向に第1ミラー212へ向けて反射される。続いて、光子は、第1ミラー212から矢印214で示す方向にカメラ116のレンズ216へ向けて反射される。図5Aに示すように、螢光スクリーンセンブリ192に衝突するX線によって生成された光子は、一般的にはZ字形状の進路203中をカメラ116に向けて移動する。Z字形状の進路203は、ガントリー110への設置できるよう十分にコンパクトな寸法で、エンクロージャ160が構成されることを可能にする。好適な実施形態では、エンクロージャ160は、約3.2インチ×3.2インチ×深さ14インチである。

螢光スクリーンセンブリ192は、スクリーン192の前面に衝突するX線を代表する光子を生成し、光子は、次にレンズ216に送られる。好適には、第2ミラーは、保護アルミニウム表面を有する1/4ウェーブフラットミラー(1/4 wave flat mirror)からなる。保護アルミニウム表面は、エンクロージャ160内の隔離の進路に対して25.549°の角度で取り付けられる。好適な実施形態では、第2ミラー206は、ガントリー110の

全移動範囲に亘ってミラーをビーム進路146に対してこの角度に保持することが可能な、固定マウント内に配置される。第1ミラー212は、各軸に対して±4°の範囲を可能にする2つの軸シングル(aris gimbal)に取り付けられた鏡面ミラー(round front surface mirror)を有する。

第1ミラー212は、第2ミラー206から反射された光がほとんど全てカメ

ラ116のレンズ216へ向けて反射されるように、位置、方向が合わせられる。

X線が螢光スクリーン192の前面に衝突した結果として、螢光スクリーンセンブリ192によって非常に低いレベルの光が生成されているので、エンクロージャ160での反射光の割脚が、設計上の重要な問題であることがわかる。また、螢光スクリーンセンブリ192により生成される発散光(ray spread)は、典型的には全ての方向に散乱することも理解される。好適な実施形態において、この光は2つのメカニズムを介して制御される。

第1のメカニズムとして、エンクロージャ160の内部表面を、最も反射しつくくなるように形成することがあげられる。具体的には、好適な実施形態において、エンクロージャ160の内部、及びその内部にある構成要素の多くは、ビーズ噴射(bead blasting)により艶消し仕上げされ、その後、黒色に駆逐酸化処理(black anodized)される。さらに、バッフル204もまた、カメラレンズに届く前に発散光を多数回反射させ、それによつて脚度を損失させるごとにによって、発散光を閉じこめる。好適な実施形態では、2つのバッフル204が示されているが、画像キャチャデバイス112によって生成されるその後のいかなる画像についても、発散光による劣化効果(degrading effects)をさらに制限するために、エンクロージャ160内に多数のバッフルを配置できることがわかる。バッフル204は、カメラ116のレンズ216に入射するほとんど全ての光が、エンクロージャ160内で好適な光の進路203に平行なラインに沿つて移動するよう、配置される。従つて、螢光スクリーンセンブリ192から、進路203に対してある角度をなして放散される光は、レンズ216に到達しないように、好適には吸収されか多數回反射される。

好適には、カメラ116は、マウント上にある画像キャチャ装置のエンクロージャ160の内部に対して、水平軸、垂直軸および長手方向の軸の周りの調節を可能にするマウント上に取り付けられる。さらに、マウントはまた、ミラーからレンズへの光子の進路である光軸2

14の周りの關節をも可能にすべきである。これによつて、螢光スクリーンアセンブリ192に衝突するX線により生成される画像を受けるために前述な位置に、カメラの位置、方向を合わせることが可能となる。さらに、カメラ116は、螢光スクリーンアセンブリ192に衝突するX線により生成された低レベルの光に基づいて画像を生成するよう、構成される。

好適な実施形態では、カメラは、光現比100%の512×512のアクティブ画素を有し、カメラの対物鏡野サイズが356.6mm×356.6mmであり、画素が0.69mm²であり、CCDカメラである。好適には、カメラは、電気冷却型(TEC:thermally electric cooled)CCDタイプのカメラであり、TECにより発生した熱を除去する被体再循環を備える。好適な実施形態では、カメラは、カリフォルニア州のウェストレイクヴィレッジに所在のスペクトラルソース社(Spectral Source, Inc.)から入手可能な、モデルNo.10000サイエンティフィックグレード(scientific grade)CCDカメラである。レンズ216は、好適には、焦点距離50mmのF.95レンズで構成される。

図5D～図5Eに示すように、カメラ116は、カメラ116に水を供給して、カメラ116からの熱せられた水を排除する一対の冷却用ホース230を介して水冷さ

れる。好適な実施形態では、冷却用ホース230は、ガントリーアセンブリ104のコンボネットである水供給部(不図示)と相互接続される。水冷システムは、CCDカメラを冷却し、CCDカメラを-30℃の温度に維持する。カメラ116のこの冷却により、カメラが、ビーム配付装置102のスナウト110前方に位置する患者108の一筋のX線画像に対応する、デジタル可視画像を簡便に形成することができる。

図6は、ビーム配付装置102のスナウト110に対する患者108の位置を決定するため、装置100の動作を示す、フローチャートである。詳細には、開始ステート400から、公知の技術を用いて、スタート402で、患者のための指示(prescription)が作成される。一般には、指示は、治療すべき患者の身体部分の位置、性質および大きさに対する医師の決定に基づく。例えば指示M、隣接する骨格構造510上に、2つの堅固な部造体、即ち、モニメント50

事への放射線治療からなる場合、指示は、腫瘍の大きさ、性質および位置に基づく。指示は、直単に伝達される放射線量、放射線を与える回数、及びガントリーから患者へ送られる放射線の角度などの情報を含む。この指示は、通常、公知の線量測定手法を用いて作成される。

さらに、スタート404において、患者のために、D

RR(digitally reconstructed radiograph)が一般的な手法により作成される。特に、上記実施形態において、DRRファイルはDR装置を用いて作成される。このDR装置は、ジョージ・シェロウス(George Sherouse)著の「放射線治療計画を使用する為のDRRの計算(Computation of Digitally Reconstructed Radiographs for Use in Radiotherapy Treatment Designs)」と題される論文、及びその他のここに引用される1989年度の放射線臨床学生生物学部の国際ジャーナル(International Journal of Radiation Oncology Biology Physics)の18巻の651頁から658頁に記述され、ノースカロライナ大学のサンスパーク5(Sun Spark 5)ワークステーションによって発展した技術を用いるものである。DRRは、患者の腹部組織の部位について、CTスキャンを複数回行うことにより得られるもので、その点でCTスキャンはDRRファイルに展開することが可能。このファイルはあらゆる一定の角度からの患者の体を表示するものである。腫瘍などの、患者の体内的なターゲットアイソセンタ上に位置付けられた腹部組織を表示するDRRファイルの展開は、放射線治療計画において公知のプロセスである。それ故に、マスター指示画像500(図7A)は、スタート406において、所定のガントリー角からのターゲットアイソセンタ504を取り組む患者の体の部位502について、作成される。典型的なマスター指示画像500を図7Aに示す。図7Aの画像500は、説明のため、特に單純化されている。

図7Aで示されるように、画像500は、患者108の部位502におけるターゲットアイソセンタ504を表している。さらに、治療によって選択された隣接する骨格構造510上に、2つの堅固な部造体、即ち、モニメント50

6、508が存在する。図7Aに示されるように、一对の合成クロス線520a、520bが、ターゲットアイソセンタ504に対して中心に配置されるようになっている。モニメント506、508からの合成クロス線520a、520bの距離は、後述される方法に従って患者108を後に位置合わせする場合の準となる。マスター指示画像500の画像が、分かり易くするためにかなり单纯化されていることは、当委者であれば当然にわかる。実際のマスター指示画像においては、治療医は、患者が3軸全てについて正確な位置合わせを難美に行うため、患者の骨盤上のモニメントを複数選択し、2つの異なる方向からのマスター指示画像を形成する。

DRRデータからマスター指示画像500が作成され

ると、医者はスタート410において、マスター指示画像上のモニメント506、508を選択することができ、且つ、このモニメントを使用してモニメント506、508に対するターゲットアイソセンタ502の座標を確定することができる。詳しくは、治療医がワークステーション126を使用してモニメントを選択し、且つ、モニメントは、一般に、後に与えられる患者108のデジタルX線画像上に見ることのできる患者の骨骼粗縫510上の点からなる。ターゲットアイソセンタ504は、骨骼粗縫の部位と一致し、かつターゲットアイソセンタは、マスター指示画像500上において認識することができる。

図7Aに示されるように、合成クロス線520a、520bにおいて選択された点に対するモニメントの相対的位置を決定することができる。ターゲットアイソセンタ504からの、クロス線上に選択された点までの距離も決定することができる。特に、個々のモニメント及びクロス線520a、520b間ににおける、クロス線520a、520bに対して垂直な方向の距離がまず決定される。この距離は、すなわち、ターゲットアイソセンタに対するモニメントのX座標とY座標である。それ故に、モニメント506が座標(X_i、Y_i)を備え

、且つモニメント508が座標(X_j、Y_j)を備えているので、モニメント506、508ヒターゲットアイソセンタ502との空間的関係を測定するこ

でき、X座標及びY座標として明らかにすることができます。

患者108のマスター指示画像500が形成されると、モニメントの選択、及びモニメントに対するターゲットアイソセンタのベクトル座標の測定が行われる。そしてこの情報は、デジタル画像形成装置100に与えることができ、かつ患者108の一連の治療に用いることができる。特に、スタート412では、患者は図2中の治療台110上に配置することができ、そしてガントリー104は、所望の治療角度に回転させることができる。上述において、患者108は軸内部でほとんど移動不可能であり、船は、ビーム放射装置102のスナウト110に対して位置関係が固定された状態で、治療台上に配置されることが好ましい。

一般的には、患者は船内に配置され、且つ船は台110上に配置されているので、通常、船はビーム放射装置102のスナウト110と方向を一致させている。次に、X線源106は、図3について記載されたようにして、スタート414において、ビーム線146の内部に配置される。そして、スタート416において、スナウト110のすぐ前方に配置され

た患者の体の部位を通して、画像キャプチャ装置112に向けて、ビーム放射装置102のスナウト110からX線が放射されるように、X線源が起動される。この結果、ビーム放射装置102のスナウト110前方に配置された患者の体の部位についての画像500'が、図1中のワークステーション126あるいはディスプレイ130に形成され、表示される。

キャプチャされたX線画像500'の代表例を図7Bに示す。この画像は、スナウト110の前方の領域における領域の患者108の骨骼粗縫510'からまで構成され、図5Cにおけるクロス線200a、200cが重ね合わされたものである。図5A及び図5Bにおける蛍光スクリーンアッセンブリ192に向かられたX線をクロス線が通り、それ故にクロス線の領域において、光子がより少なく発生することができる。詳しくは、クロス線200a-200cは、ビーム通路146の位置を中心を直接横切るようには配置されている。さらに、2つのクロス線の対を位置合わせて用いることができるように、ビーム放射装置102のスナウト110付近に配置されたビーム線の内部に位置する2番目のクロス線の対

を、実際に備えても良い。例えば、2対のクロス線の間のミスマッチメントは、画像キャプチャ装置102が、も

はやビーム追跡146に対して中心に配置されていないことを示し、このことは、ガントリー装置102を操作する者に対して、必要な修正行動をとることを知らせるものである。

一旦、ビーム追跡146によりキャプチャされると、画像500'は、図1中の治療室のデジタル画像を表示するワークステーション126に供給され、その後、治癒室の画像表示モニタ130に表示される。さらに、マスター指示画像500'もまた、スタート420において、モニタ132に同時に表示される。これにより治療医は図7Aのマスター指示画像500'と図7BのX線画像500'を同時に見ることができます。次に、治療医は、スタート422において、マスター指示画像500'上のモニュメント506'、508'に対応するX線画像500'上のモニュメント506'、508'を選択する。治療医は、マウスを用いてX線画像上に表示されたモニュメントをクリックして、これらの画像を選択することが望ましい。

マスター指示画像500'上に選択されたモニュメント506'、508'に対応するX線画像500'上のモニュメント506'、508'が選択された後、スタート4-4を測定する。上記のように、ビーム追跡中心512は、クロス線200a-200cの交点により示される。第3のクロス線200cもまた、同様にして使用することができます。マスター指示画像について決定された(X_1, Y_1)及び(X_2, Y_2)の座標値と、(X_1', Y_1')及び(X_2', Y_2')の座標値とを比較することにより、ターゲットアイソセンタ504とビーム中心512とのオフセットを測定することができます。

したがって、ディスプレイワークステーション126のコンピュータが、決定スタート430において、アイソセンタ504に対してビーム中心が一致しているか否かを決定することができる。ビーム中心512がアイソセンタ504に一致している場合には、デジタル画像形成装置100が始動手順を開始するスタート432に移行し、患者108は治療用ビームを受けることができる。一般に治療手順は、適切な校及び確認が行われた後に、ビーム追跡からX線源106を移動させて、ビーム離から離子ビームを要求して、患者に向けてビームを供給する。

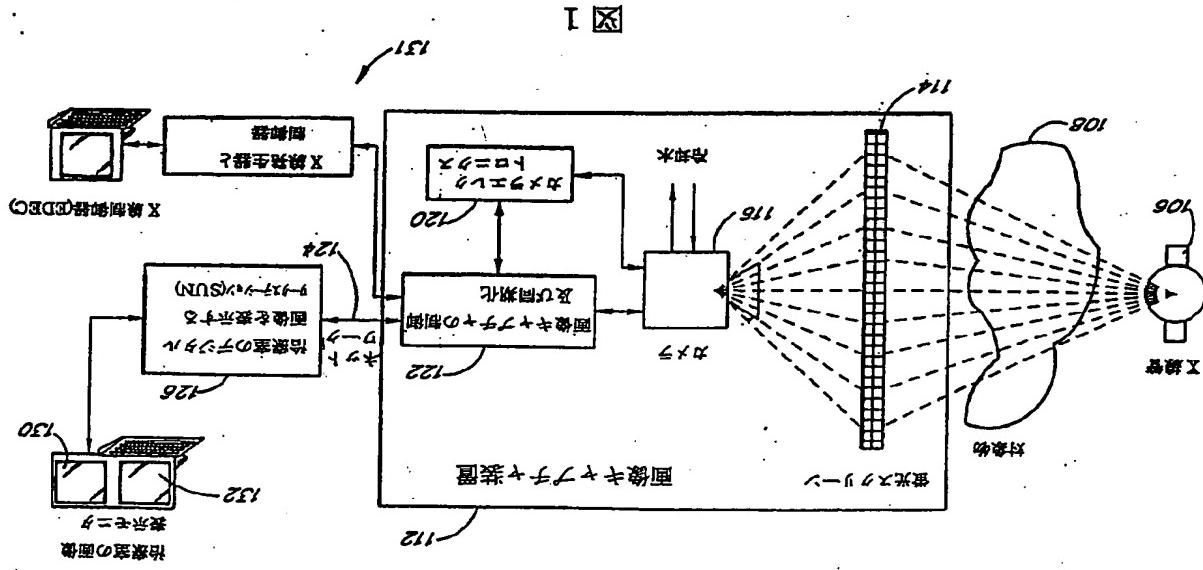
X線画像500'のビーム中心512がマスター指示画像500'のアイソセンタ504と一致していない場合には、画像形成装置100は、スタート434において、アイソセンタ504とビーム追跡中心512とが一致するよう患者108を移動させるべき方向を決定する。上記実施形態において、モニュメント506、508からのアイソセンタ504の座標と、モニュメン506'、508'からのX線画像における中心点512の座標との間の最小二乗近似は、患者を移動させる方向及び大きさを決定するのに用いることができる。装置100は、その後、スタート436において、オフセット方向へ患者108を移動させる。上記実施形態においては、治療医により与えられた指示に応じて移動させることができるように、台150は自動化されている。したがって、治療医がスタート434において決定された移動量を手に入力するだけで、台150は、幅149内に固定されるように配置された患者108を、新たな位置に移動させる。続いて、X線源は、スタート416において、再び起動され、スタート416からスタート430までのステップからなる処理が、アイソセンタ514とビーム追跡中心とが許容範囲内で一致するまで繰り返される。

治療医によって選択されたモニュメントの照合により位置合わせが行われると、いう好みしい形態の一方で、他の技術もまた、位置合わせのためマスター指示画像をX線画像と比較することに用いることができる。特に、治療医によってモニメントが特に強調される必要がないように、形状認識ソフトウェアもまたX線

画像内のモニュメントを認識することに用いることができる。さらに、特殊な曲線部をもつた骨構造あるいはモニュメントに対して、ターゲットアイソセンタにおける曲線認識ソフトウェアを明らかにすることもできる。同じ曲線構造は、X線画像中においてコンピュータにより認識することができ、ビーム線の中心位置は、特殊な曲線部位を備える同じ骨構造体に対して測定することができる。この情報は、ビーム中心と、患者の次の位置調整のためのターゲットアイソセンタとのオフセットを決定するのに用いることができる。従って、当業者にとっては、ビーム中心とターゲットアイソセンタとのオフセットを決定することに用いられたモニュメントが、必ずしも治療医によって示される必要がなく、コンピュータにより認識され、このモニュメントは、必ずしも骨骼上の特定点を備えていなければならない、曲がった骨のような骨構造体の全体により構成されるということがわかる。

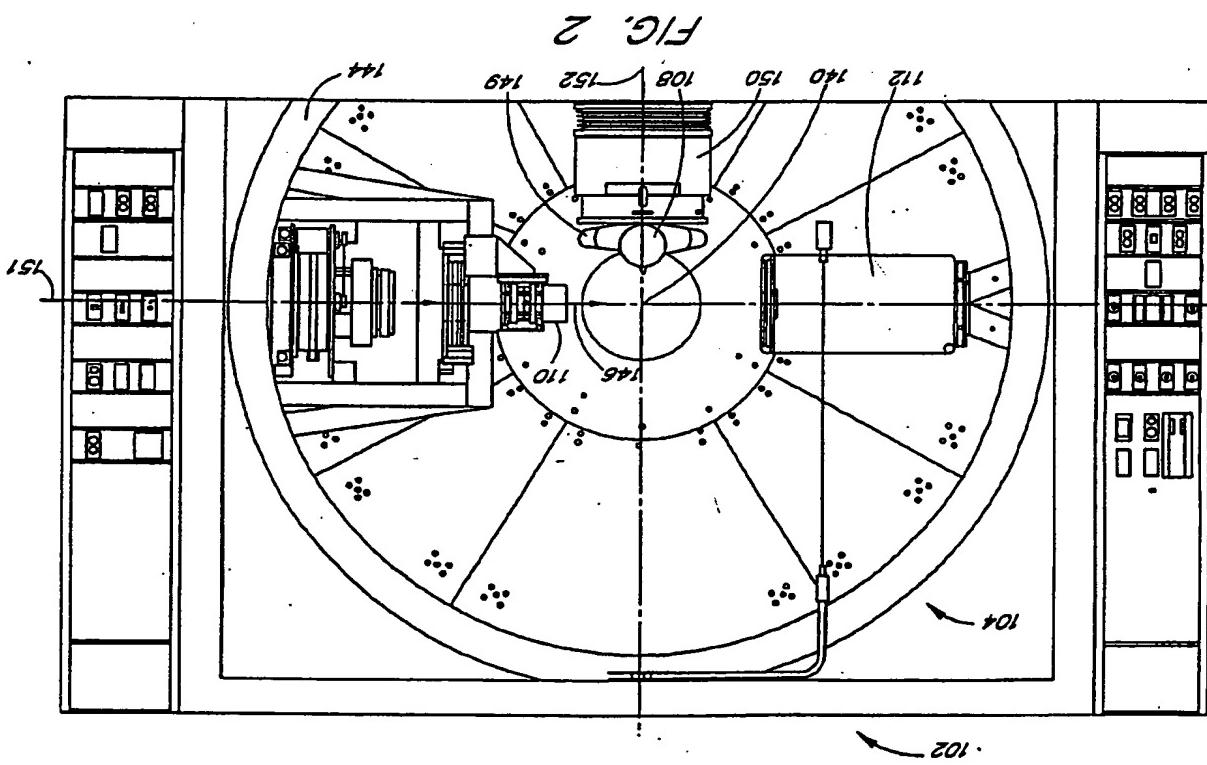
したがって、前記実施形態のデジタル画像形成装置は、ビームノズルと患者との間に効率の良い位置合わせを可能にする。特に、治療医は、館内の患者をノズル前方に配置し、ビーム進路とターゲットアイソセンタとの相対位置を、患者の体の内部で選択されたモニュメントに対して繰り返して測定しなければならないだけである。この装置は、ノズル前方の患者の体の部位についての詳細なX線画像をもたらす必要性を解消し、ビーム進路とターゲットアイソセンタとのオフセットを自動計算することを可能にする。従って、患者の位置合わせは単純化され、さらに効率良くなり、治療設備の利用度を更に高めるのに役立つ。

以上本発明の好適な実施形態について記述し、本発明の重要な特徴を指摘したが、上述した装置の詳細な形態において、本発明の本質を外れることなく、当業者によって種々の削除、代用及び変形したものを使用し、製造できることがわかる。従って、本発明の範囲は上述した内容に制限されることはなく、以下の請求項により明らかにされるべきである。



[図1]

[図2]



[図3]

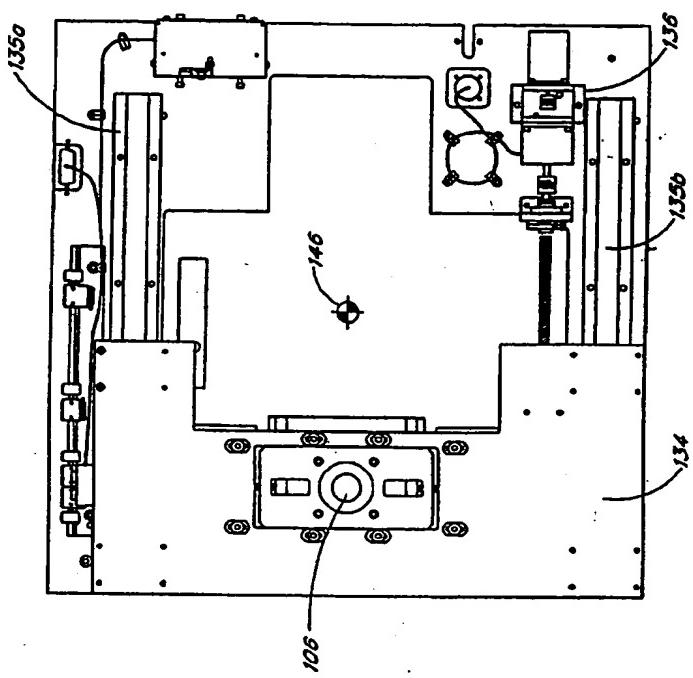


FIG. 3

(36)

[図5]

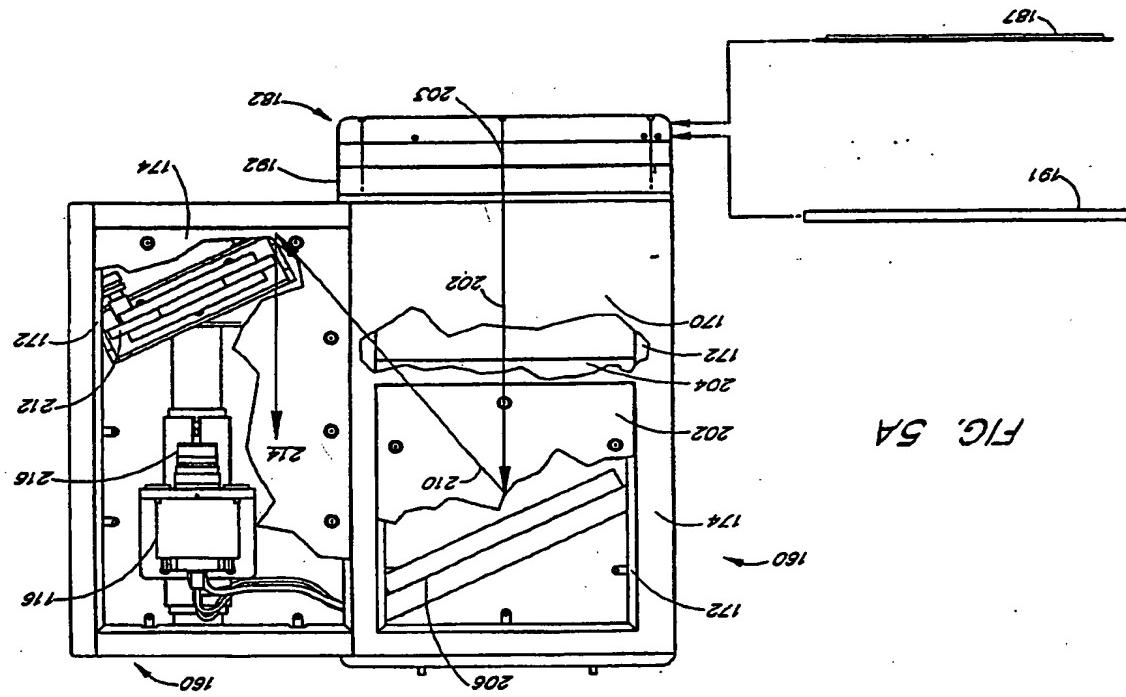


FIG. 5A

(35)

[図4]

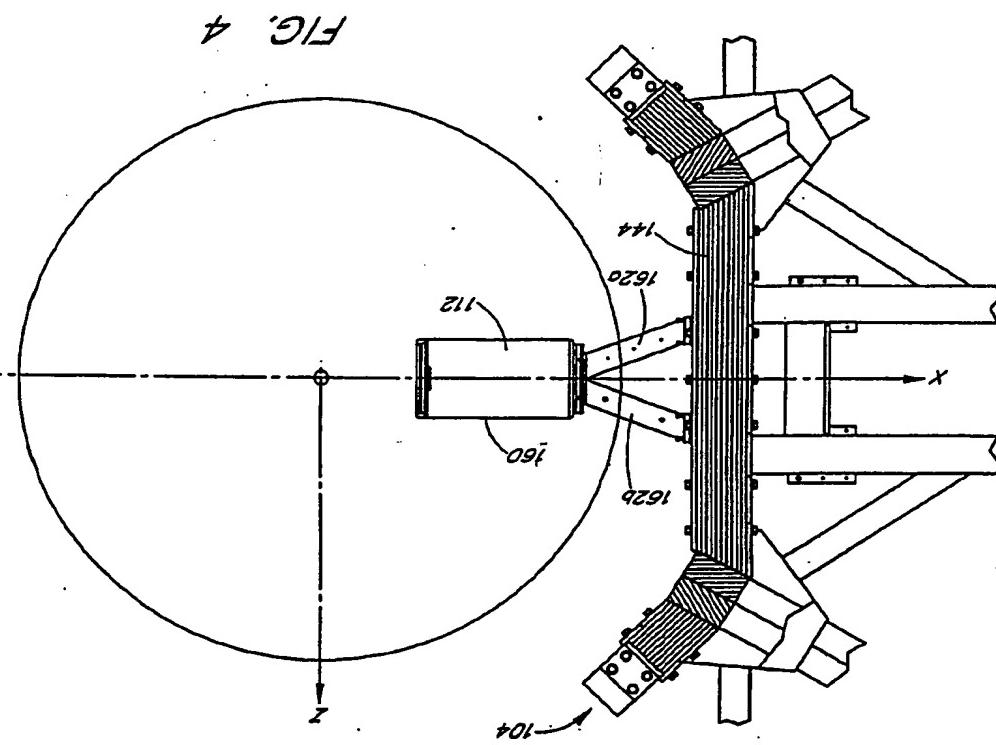
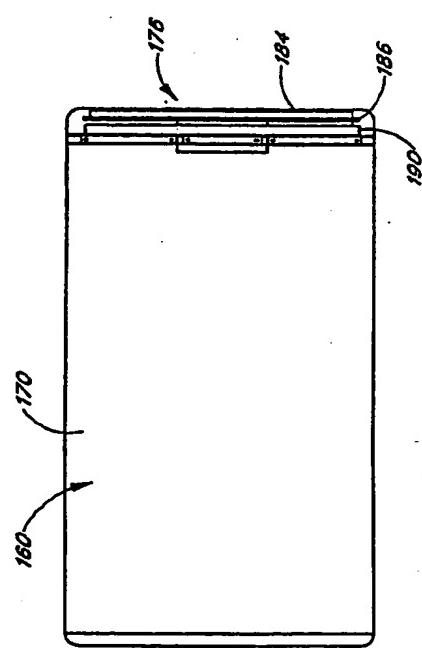


FIG. 4

(38)

[図5]



(37)

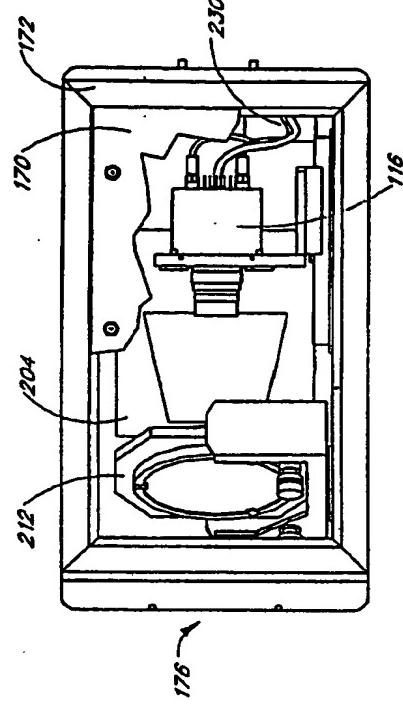


FIG. 5D

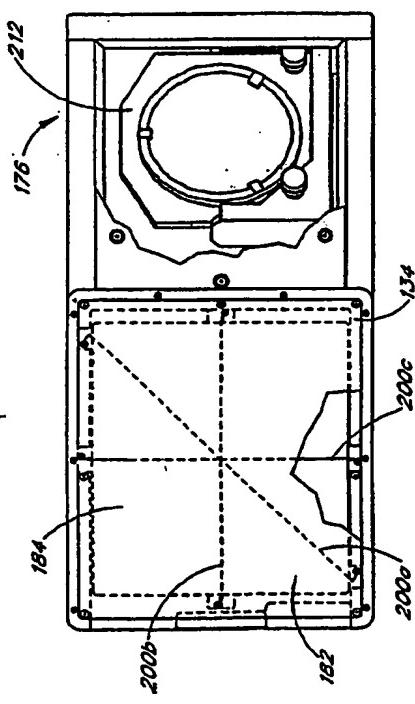


FIG. 5C

特表2000-510023

(38)

[図5]

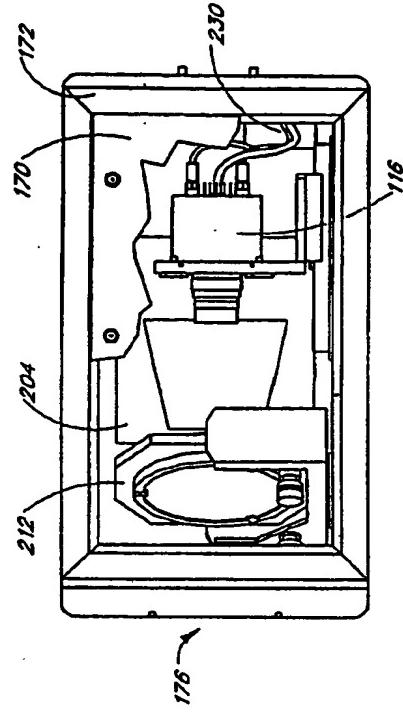
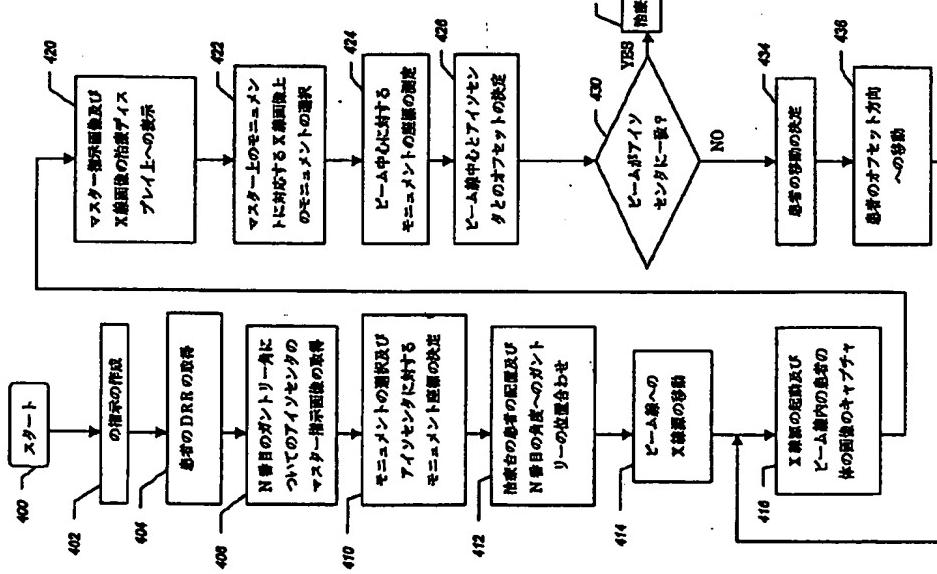


FIG. 5E

[図6]

図6



[図6]

[図7]

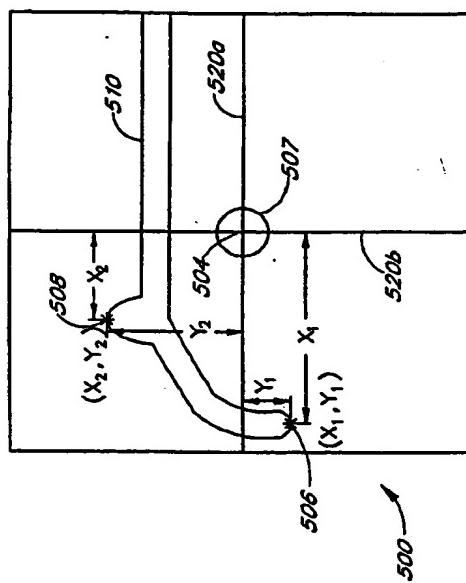


FIG. 7A

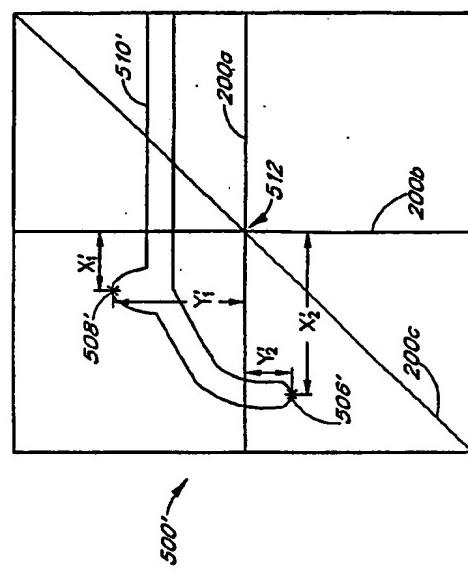


FIG. 7B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT					
Information on patent family members					
PCT/US 97/19235					
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)			Publication date
EP 0480035 A	15-04-92	JP 30132649 A DE 69014117 D DE 69014117 T WO 9100057 A US 5208693 A			13-02-91 15-12-94 23-03-95 10-01-91 27-04-93
EP 0673561 A	27-09-95	JP 7255715 A JP 7255716 A JP 7255719 A US 5651043 A			09-10-95 09-10-95 09-10-95 22-07-97
US 5297037 A	22-03-94	JP 2593576 B JP 4089059 A			26-03-97 23-03-92
US 5039867 A	13-08-91	JP 1209077 A JP 1052436 A JP 1052484 A JP 2038677 C			22-08-89 28-02-89 28-02-89 28-03-96
		JP 7063511 B JP 1098995 A JP 198978 C JP 7098450 B JP 1121070 A JP 1131675 A JP 6096048 B JP 1151467 A JP 1895563 C JP 6026608 B DE 6926639 A			12-07-95 17-04-89 08-11-95 01-02-95 12-05-89 2-05-89 30-11-94 14-06-89 27-01-95 13-04-94 16-03-89
US 4917344 A	17-04-90	AT 124772 T AU 341768 A DE 65923376 D DE 65923376 T EP 0431434 A WO 8909006 A US 5039057 A			15-07-95 03-11-89 10-08-95 25-01-96 24-07-91 19-10-89 13-08-91
US 5039057 A	13-08-91	US 4917344 A AT 124772 T			17-04-90 15-07-95

ପାତା ୧୫

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

卷之三

INTERNATIONAL SEARCH REPORT			
Information on patent family members			
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6039057 A		AU 3417789 A DE 60923376 D DE 60923376 I EP 0437434 A WO 8903906 A	03-11-89 10-08-95 25-01-96 24-07-91 19-10-89

フロントページの続き

- (33) 指定国 EP(AT), BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, KE, LS, MW, SD, SZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, GB, GE, GH, HU, IL, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, UZ, VN, YU, ZW
(72) 発明者 レジーナ テビッド エー、
アメリカ合衆国 93373 カリフォルニア
州 レッドランズ ミルズ アヴァニュ
1310
(71) 発明者 リン ベンギュー ジェームス
アメリカ合衆国 93506 カリフォルニア
州 リバーサイド アイアンウッド ドラ
イブ 6831
(71) 発明者 サマンタライ ジャガディシュ ビー、
アメリカ合衆国 93567 カリフォルニア
州 モレノ バレー ディケンシン ロー
ド 21129
(71) 発明者 エルデル ベリー ビー、
アメリカ合衆国 93886 カリフォルニア
州 ヨーバ リンドセロ ピスター ドラ
イブ 17501